

El tornillo expansivo a nivel sacro. Nuestra experiencia

The expansive screw at sacrum level. Our experience

G.J. RIPOLL ESTEL, J.M. FEMENIAS ROSSELLO, M. RUBÍ JAUME

UNIDAD DE RAQUIS. SERVICIO TRAUMATOLOGÍA Y CIRUGÍA ORTOPÉDICA. HOSPITAL UNIVERSITARIO SON DURETA. PALMA DE MALLORCA

Resumen. Presentamos un estudio retrospectivo clínico y radiológico de 68 pacientes operados durante el período comprendido entre los meses de Mayo de 1996 y Junio de 1999, en los que se usó el fijador vertebral Omega 21, empleando como anclaje sacro el tornillo expansivo, con el propósito de valorar la eficacia y seguridad de dicho implante. Se utilizó en 43 discopatías del segmento vertebral L5/S1, 12 estenosis de canal, 9 espondilolisis/listesis, 3 fibrosis postquirúrgicas del segmento vertebral L5/S1 y 1 caso de una fractura vertebral. Los resultados clínicos frente a otros sistemas convencionales de fijación sacra son similares ya que el buen resultado de la estabilización a medio y largo plazo está en la artrodesis, que realizamos sistemáticamente mediante el aporte biológico de hueso autólogo extraído de cresta iliaca. En la revisión radiológica no hemos apreciado rotura o aflojamiento de los tornillos expansivos sacros. Podemos afirmar que el tornillo expansivo no disminuye su resistencia de anclaje ni de carga axial frente a tornillos no expansivos y contribuye a restaurar la distribución de carga, tal y como se realiza en circunstancias fisiológicas, considerándolo de gran utilidad en el anclaje sacro.

Summary. A clinical and radiological study on 68 patients, operated between May 1996 and June 1999. The Omega 21 spinal fixation system was employed, using the expandable screw as a sacrum anchor. The objective was to evaluate the efficacy and safety of the aforementioned implant. It was used in 43 cases of discopathy at L5/S1, 12 cases of channel stenosis at S1, 9 cases of spondylitis/listesis, 3 cases of post surgical fibrosis of the vertebral segment L5/S1 and one case of vertebral fracture. Compared to other conventional sacrum fixation systems, the clinical results are similar, since the good medium to long term stabilisation results are due to the arthrodesis which we systematically perform by means of the biological addition of autologous bone taken from the iliac crest. In the radiological revision there have been no cases of breaking or loosening of the expandable screws. We can conclude that the anchoring strength of the expandable screw does not diminish, nor does its ability to bear axial load compared to non-expandable screws. In addition it helps to restore the spread the load, like in physiological circumstances. They may be considered of great use in sacrum anchoring.

Introducción. El objetivo de las fusiones vertebrales consiste en disminuir al mínimo la pérdida de movilidad del raquis y minimizar, asimismo, las alteraciones funcionales y estructurales del mismo, es decir, conseguir los máximos efectos terapéuticos con las mínimas consecuencias para el paciente (1).

El comportamiento de los injertos óseos es de particular importancia ya que la consecuencia biomecánica inmediata de la fusión de un determinado segmento vertebral consiste en un aumento de las tensiones entre la zona fusionada y los segmentos adyacentes. El papel básico biológico de un injerto es inducir, provocar o ayudar a la osteogénesis

Correspondencia:

Dr. Guillermo J. Ripoll Estela
Servicio de Traumatología y Cirugía
Ortopédica
Hospital Universitario Son Dureta.
C/ Andrea Doria 55
07014 Palma de Mallorca

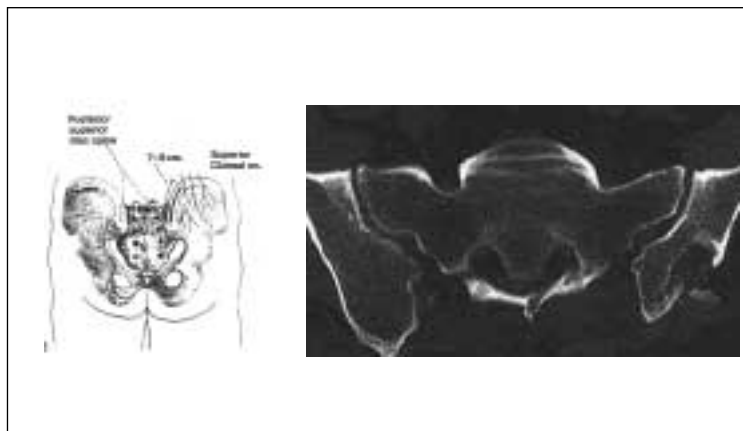


Figura 1. Localización zona donante de injerto

ósea, siendo el autoinjerto el ideal. Lo que se pretende es que el material injertado sea sustituido completamente por hueso propio del paciente en el menor tiempo posible.

La posibilidad de obtención de fuentes de injerto son múltiples, siendo más habitual la de hueso iliaco por su cantidad, facilidad de obtención, posibilidad de obtener hueso cortical y esponjoso, variedad de tamaños y formas y situación (1-3-4-5-10-11-12-13-16-17) (Fig. 1).

Al seleccionar el implante para la fusión vertebral que queremos realizar debemos tener presente varios conceptos biomecánicos del implante de apoyo transpedicular.

Como condición previa a cualquier análisis, es necesario conocer que la misión del implante tiene una contingencia temporal. No puede concebirse ninguna instrumentación vertebral, en un paciente con expectativa de vida larga, sin la aplicación simultánea de un injerto óseo entre los segmentos vertebrales que se pretende estabilizar. La incorporación biológica del injerto óseo es el único hecho que garantiza una fusión vertebral definitiva y sólida (1,2-10)

Los principios mecánicos sobre los que asienta la instrumentación transpedicular son los siguientes:

1. Tomar un apoyo sólido en las vértebras mediante tornillos que penetran desde atrás para discurrir longitudinalmente a lo largo del trayecto anteroposterior de cada uno de los pedículos.

2. Aplicar fuerzas determinadas sobre los tornillos, con el propósito de reducir

los desplazamientos relativos anormales entre las vértebras o de reconstruir la alineación fisiológica perdida en un segmento del raquis.

3. Mantener de modo constante las fuerzas aplicadas mediante elementos longitudinales que solidarizan a los tornillos entre sí, fijándolos en la posición adecuada.

En igualdad de condiciones, la sollicitación mecánica a la que está sometido el implante transpedicular en su conjunto varía radicalmente en relación con una única circunstancia, la existencia o no de distribución de la carga a través de los cuerpos vertebrales. En el supuesto de que no exista distribución de la carga anterior, el implante debe asumir todo el esfuerzo y, de esta forma, se ve sometido a una sobrecarga muy importante que puede llevarle al fracaso estructural.

En los tornillos pediculares, sobre la superficie roscada del tornillo se dispone la interfaz hueso-metal, que es el área principal de contacto entre el implante y el hueso. Esta interfaz es el punto de aplicación de las fuerzas, y el tornillo es el primer elemento sometido a carga.

Las cargas que actúan sobre el tornillo son de dos tipos: fuerzas de tracción y fuerzas de flexión. La calidad del hueso con su concentración trabecular normal y su natural densidad cálcica son condiciones imprescindibles para que se produzca un asentamiento sólido del tornillo.

La fuerza de tracción tiende a sacar el tornillo hacia atrás. La resistencia a la tracción depende, por principio y en un hueso normal, de la extensión del área de la interfase hueso metal. Cuanto mayor sea el área de contacto entre el tornillo y el hueso en el que éste se apoya, mayor será la resistencia a la tracción del tornillo.

El otro tipo de fuerza a la que están sometidos los tornillos es la carga axial, originada por el peso del cuerpo colocado encima del implante. La actuación de esta fuerza está condicionada a la rígida unión posterior entre el tornillo y barra que convierte al implante en un cortocircuito de transmisión de carga, soslayando su derivación

hacia la columna anterior formada por los cuerpos vertebrales (Fig. 2)

En un tornillo se deben considerar dos diámetros: el externo o mayor, que corresponde al marcado por la cresta de los filetes, y el interno, menor o nuclear, a nivel del cual se originan los filetes. La resistencia a la flexión depende de la tercera potencia del diámetro menor.

La fractura por fatiga ante la carga cíclica sobre el tornillo no se produce en el punto de unión al conector, en donde el momento de fuerza es máximo, sino que suele aparecer a nivel del último filete, el más próximo a la cabeza, que es el lugar donde cambia el perfil del diámetro interno y, por tanto, donde se concentra la tensión.

El objetivo de la instrumentación es conseguir que el segmento vertebral fijo conserve una posición determinada, la deseada, durante el tiempo necesario para que se lleve a cabo la asimilación e incorporación del injerto óseo. Para ello el implante debe absorber, sin fracaso estructural, unas cargas determinadas evitando así que éstas actúen sobre las vértebras y las desplacen.

La situación biomecánica ideal para que el implante sea eficaz se consigue cuando se ha restaurado la distribución de carga, tal y como se realiza en circunstancias fisiológicas (1,10,12-16).

En 1991 se diseñó el fijador vertebral Omega 21, que es una instrumentación de anclaje pedicular desarrollada en el Hospital General Universitario de Valencia (España) con el propósito de utilizarla en el tratamiento de la inestabilidad toracolumbar y lumbosacra y, en general, como sistema de apoyo en las artrodesis toraco-lumbo-sacras. Una de sus características fue la incorporación del tornillo expansivo.

El tornillo expansivo tiene la forma de un cilindro con rosca externa dotado de un eje hueco de 1.5 mm de diámetro. Los dos tercios anteriores del tornillo están seccionados longitudinalmente por dos hendiduras perpendiculares entre sí que separan cuatro aletas anteriores. Desde la parte posterior y por el interior de este tornillo expansivo, hueco y provisto de rosca, se introduce un delgado tornillo interno de for-

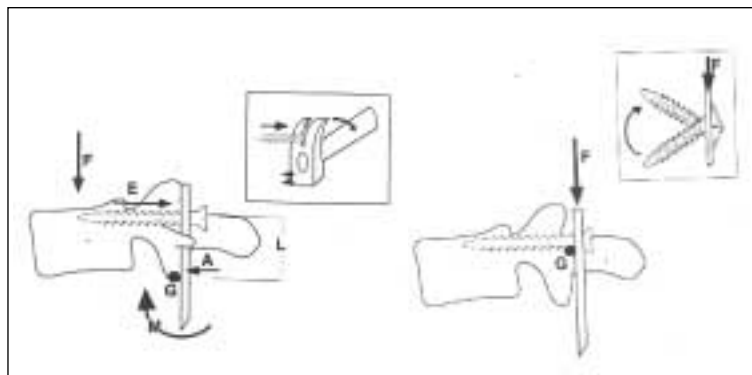


Figura 2. Fuerzas que actúan sobre la fijación transpedicular



Figura 3. Tornillo expansivo

ma que, a medida que avanza produce una separación concéntrica de las aletas.

Se consigue así aumentar el 30% del diámetro de la punta del tornillo expansivo y con ello incrementar su resistencia a la extracción (Fig. 3)

Ventajas del tornillo expansivo:

- Mayor resistencia a la extracción
- No es necesario anclar en la cortical anterior del sacro, suprimiendo el riesgo de penetrar en espacio retroperitoneal
- No es preciso dirigir los tornillos hacia el promontorio
- Posibilidad de utilizarlos en reintervenciones
- Recomendables para hueso osteoporótico

El objetivo de este trabajo es un estudio retrospectivo clínico / radiológico, unicéntrico, de pacientes operados con el fijador vertebral Omega 21 con el propósito de valorar

Tabla 1.
Distribución de casos por años

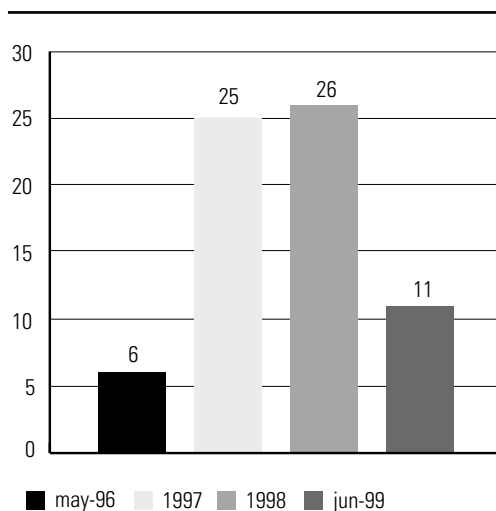


Tabla 2.
Porcentaje de tornillos expansivos sobre el total

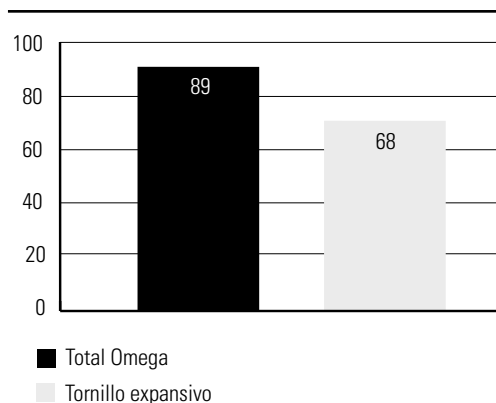
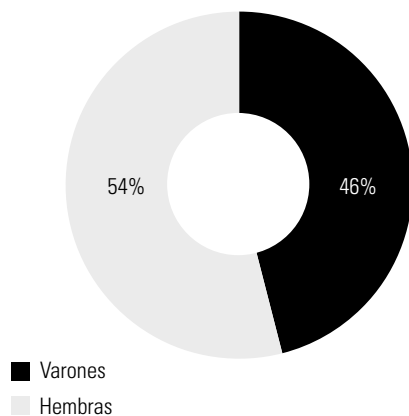


Tabla 3.
Distribución por sexos



la eficacia y seguridad mecánica del tornillo expansivo en el anclaje sacro frente a la posibilidad de rotura de dicho implante.

Material y métodos. Los pacientes de este trabajo fueron intervenidos durante el período comprendido entre los meses de Mayo de 1996 y Junio de 1999. Hemos revisado un total de 68 pacientes en los cuales hemos utilizado los tornillos expansivos (136 tornillos) de un total de 89 casos en los que hemos utilizado el fijador vertebral Omega 21, utilizándolos en todos aquellos casos en los que ha sido preciso el anclaje sacro.

El tiempo de seguimiento ha sido superior a dos años (Tablas 1 y 2). De los 68 casos, 31 eran varones (46 %) y 37 casos eran mujeres (54%). Las edades estaban comprendidas entre los 40 y 74 años.

La distribución por patologías fue la siguiente: 43 discopatías del segmento vertebral L5/S1, 12 estenosis de canal con anclaje en S1, 9 espondilolisis/listesis L5/S1, 3 fibrosis postquirúrgicas del segmento vertebral L5/S1 y 1 fractura vertebral (Tablas 3 y 4).

El tratamiento quirúrgico fue la artrodesis instrumentada, con liberación del canal en el 70% de los pacientes y el 30% restante sin liberar el canal. El nivel de la artrodesis ha sido el siguiente: 1 nivel 68%, 2 niveles 27%, 3 niveles 5%.

En todos los casos realizamos la artrodesis posterolateral, utilizando como aporte biológico hueso autólogo extraído de cresta ilíaca, por sus propiedades osteogénicas, osteoinductoras y osteoconductoras, frente a otros productos existentes en el mercado, que no nos merecen la confianza del hueso ilíaco (6,9,11).

En el postoperatorio, exceptuando en decúbito, el paciente llevó una ortesis lumbosacra semirrígida, durante un tiempo promedio de tres meses (tiempo estimado de la integración del injerto) (3,10).

Los controles radiológicos se realizaron en dos proyecciones: la anteroposterior y el perfil. Empleamos la siguiente distribución cronológica: postquirúrgico, unos, tres, seis y doce meses.

En dichos controles se valoró: la evidencia de pérdidas de reducción, la formación

de artrodesis, la movilización, y el aflojamiento o rotura del material de fijación.

Resultados.

- Complicaciones generales:
 - Intraoperatorias. 1 Shock hipovolémico y 1 Bradicardia aguda.
 - Postoperatorias. 5 retenciones urinarias (sondaje), 4 ileos paralíticos y 5 cefaleas.
- Complicaciones locales:
 - Intraoperatorias. 8 lesiones del saco dural (suturadas) y 3 roturas de pedículo.
 - Postoperatorias. 1 infección superficial (no fue necesario retirar el material), 4 seromas, 3 tornillos extrapediculares (no expansivos) e intolerancia a un tornillo sacro expansivo sin causa orgánica aparente que precisó su extracción comprobándose la formación de tejido óseo entre sus aletas (Tabla 5) (Fig. 4).

En la revisión radiológica :

- No hubo constancia de rotura del material de fijación vertebral (barras, tornillos o acoples).
- No tuvimos constancia de aflojamiento de tornillos transpediculares ni de las tuercas.
- En un elevado porcentaje de los casos se objetivó la existencia de un puente óseo en los niveles fusionados.
- No se evidenciaron pérdidas de reducción.

A pesar de las distintas patologías implicadas en este trabajo, que no son homogéneas, y del método de evaluación empleado, clínicamente cabe destacar que:

1. El dolor radicular ciático mejoró más que el lumbar, 68% frente al 50% (Tabla 6).
2. El peor resultado de la mejoría del dolor por patologías se dió en las fibrosis postquirúrgicas.
3. El grado de limitación funcional de los pacientes fue escaso (60%) o moderado (10%) (Tabla 7).
4. El grado de incapacidad para realizar una actividad cotidiana fue del 36% frente a la actividad laboral que fue del 67% (Tabla 8).

Tabla 4.
Distribución por patologías

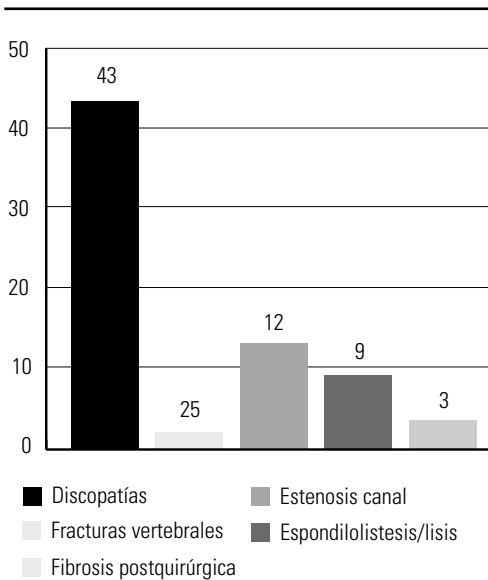


Tabla 5.
Tornillos retirados

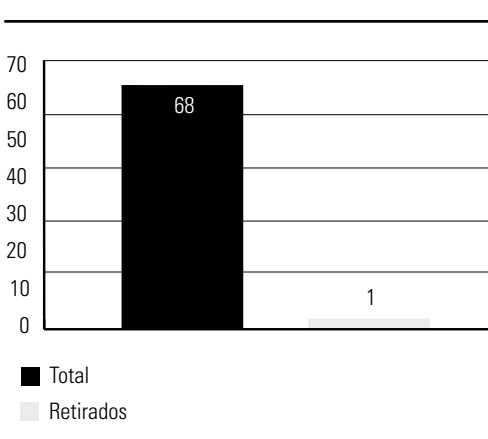


Tabla 6.
Grado de dolor subjetivo

	NULO-ESCASO	MODERADO	SEVERO
LUMBAR	50%	16%	34%
CIÁTICO	68%	12%	20%

Tabla 7.
Grado de limitación funcional

	ESCASO	MODERADO	SEVERO
	60%	10%	30%



Figura 4. Crecimiento óseo entre las aletas.

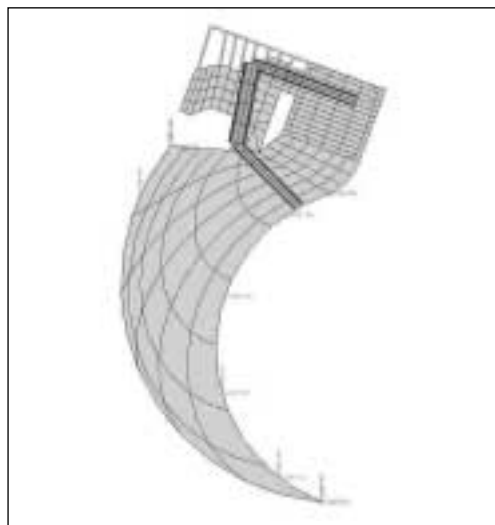


Figura 5. Columna lumbosacra, análisis mediante modelo de elementos finitos.

Tabla 8.

Media de días mensuales que el dolor ha incapacitado la actividad

COTIDIANA	11/30	36%
LABORAL	20/30	67%
Jubilados o pre-jubilados		20%
Requirieron cambio de actividad		15%
Invalidez permanente		40%

Tabla 9.

Situación laboral

	SI	NO
TRABAJA PREVIAMENTE	11/30	36%
REINCORPORACIÓN LABORAL	20/30	67%

5. Con relación a la situación laboral tan sólo un 38% se reincorporaron al trabajo. Consiguieron la invalidez permanente el 40% (Tabla 9).

6. Globalmente el grado de satisfacción final era del 65% (Tabla 10).

No podemos hablar de curación en todos ellos, ni el grado de mejoría es homogéneo, pero estas diferencias están en las distintas patologías implicadas y no en la instrumentación utilizada.

Discusión. Ante el resultado obtenido en nuestra serie, en la que no tenemos evidencia radiológica ni clínica de rotura de alguna o varias de las aletas del tornillo expansivo motivadas por las cargas que actúan sobre el tornillo tal y como describe en sus trabajos el Dr. J. Barberá y el Dr. Stephen Cook y cols. (1,15), solicitamos la colaboración del Instituto de Biomecánica de Valencia para valorar la distribución de tensiones del disco y del implante en el segmento vertebral L5/S1, realizándose el siguiente modelo de estudio en 2D, mediante evaluación con el método de elementos finitos (Fig. 5). La carga aplicada fue de 150 Newtons y el momento de 8 Nm, estando los valores de tensión expresados en Mpa (Megapascas) (14).

Se observó que las tensiones en el disco de la columna instrumentada y artrodesada con relación a la columna intacta disminuyeron sobre todo en su parte posterior debido a que el implante absorbió todas las tensiones que se produjeron, transmitiéndolas a través de sus componentes (Fig. 6). La disminución de las tensiones en el disco la asumió inicialmente el implante (9,14), ya que debido a la falta de distribución de cargas en el cuerpo vertebral, el implante debió asumir todo el esfuerzo y, de esta forma se vió sometido a una sobrecarga muy importante que podría llevarle al fracaso estructural (1) (Fig. 7).

En los estudios realizados por White y Panjabi (15) con relación a la carga soportada por el implante y la zona fusionada se concluye que inicialmente la zona fusionada no es lo suficientemente resistente para

soportar la carga, por lo tanto ésta es asumida por el implante. Sin embargo, con el tiempo, la fusión va adquiriendo rigidez y asume gran parte de la carga, liberando al implante de la misma (Fig. 8)

Desgraciadamente se desconocen los porcentajes de carga compartidos y las respectivas curvas de evolución en el tiempo, por lo que aunque conceptualmente esté clara la situación, clínicamente su aplicación es complicada.

La aparición de una pseudoartrosis sigue constituyendo la principal causa de fracaso en las artrodesis espinales. Los defectos se traducen en un aflojamiento y rotura de los tornillos que indican la presencia de micromovimientos en la región del implante (17). La movilización de los tornillos se da más frecuentemente a nivel sacro y su incidencia oscila de un 2.6 a un 10% según autores (18).

El tornillo expansivo proporciona una sólida conexión tornillo/ hueso gracias al incremento del 30% del diámetro de la punta incrementando notablemente su resistencia a la extracción (9,19).

En relación a la ausencia de roturas del tornillo expansivo que siempre utilizamos en el anclaje sacro de nuestra serie de 136 tornillos, creemos que a pesar de ser la charnela lumbo-sacra un espacio donde existen, bajo el punto de vista biomecánico, unas grandes fuerzas tanto de extracción como de carga axial y el tornillo sacro el que tiene mas tendencia a la movilización, la calidad del material con el cual se ha realizado el sistema de fijación (Ti6Al4V), la gran resistencia a la extracción motivada por el incremento del 30% del diámetro de la punta del tornillo y la capacidad del sistema para conseguir y mantener la reducción nos permiten valorar al implante como sólido y estable (1,18,19).

En nuestra serie no se objetivó en la radiología ninguna rotura del material ni aflojamiento de alguno de sus componentes. Tampoco objetivamos ningún caso de pseudoartrosis en la fusión vertebral debido a la artrodesis que realizamos sistemáticamente mediante el aporte biológico de hueso

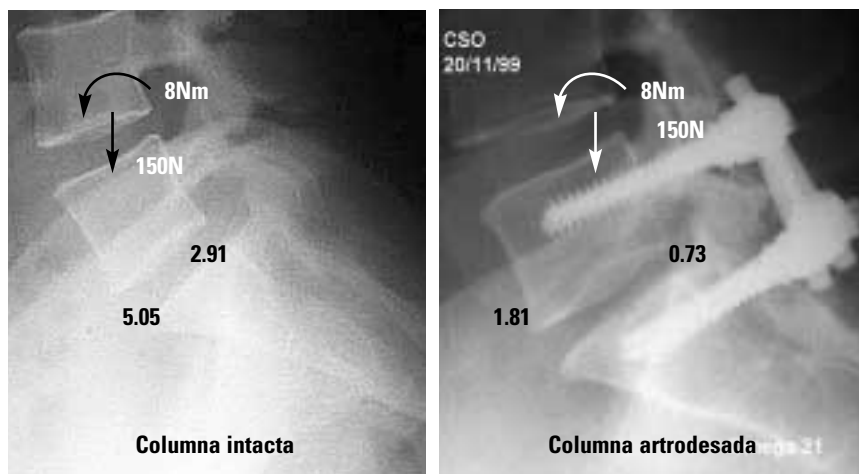


Figura 6. Comparación de la distribución de tensiones entre la columna intacta y la columna instrumentada y artrodesada en la zona media del disco.

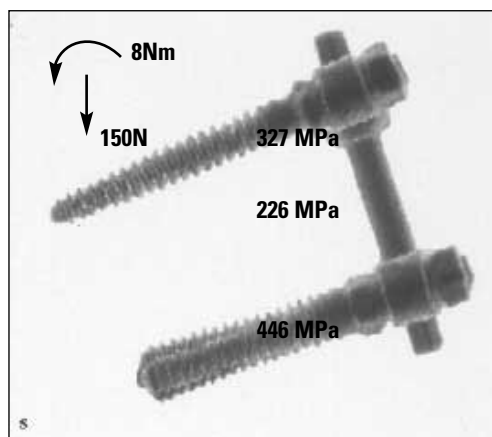


Figura 7. Distribución de tensiones a través de los tornillos y las barras.

Figura 8.
Evolución carga / tiempo (White y Panjabi 1990)

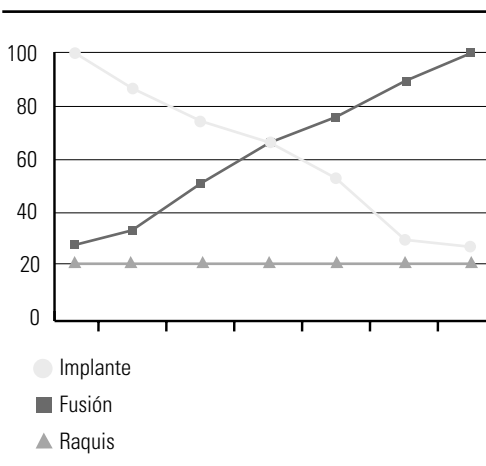


Tabla 10.
Satisfacción global del paciente

	SATISFECHO	REGULAR	INSATISFECHO
SITUACIÓN ACTUAL	48%	20%	32%
ATENCIÓN RECIBIDA	85%	7%	8%
RESULTADO GLOBAL	65%	12%	23%

so autólogo extraído de cresta ilíaca (osteo-génico, osteoinductor y osteoconductor). A pesar de la morbilidad que conlleva la extracción de injerto de la cresta iliaca, la calidad biológica del injerto y sus ventajas en

la incorporación nos decantan sin duda alguna hacia este tipo de aporte biológico frente a otros injertos existentes en el mercado. (1,6,11)

Conclusiones. Podemos afirmar que el tornillo expansivo no disminuye su resistencia de anclaje ni de carga axial frente a tornillos no expansivos, y contribuye a restaurar la distribución de carga tal y como se realiza en circunstancias fisiológicas, considerándolo de gran utilidad en el anclaje sacro. ■■■■■

Bibliografía

1. Barbera J. Criterios para la selección del implante en la fusión vertebral instrumentada con apoyo transpedicular. *Neurocirugía* 1994; 5:76-9
2. Campbell. *Cirugía Ortopédica* (Sexta Edición). Buenos Aires: Ed. Panamericana. 1981
3. Campbell. *Cirugía Ortopédica* (Novena Edición). Madrid: Ed. Harcourt-Brace. 1998
4. Clavel Escribano M. *Hernia discal lumbar y patologías afines*. Barcelona: Ed. Médica JIMS. 1998
5. Jeffrey C. Fernyhough y cols. Chronic donor site pain complicating bone graft harvesting from the posterior iliac crest for spinal fusion. *Spine* 1992; 12:1474-80
6. Léniz P, Forriol F. Estudio de la incorporación de tres tipos de hueso esponjoso (autoinjerto, aloinjerto congelado y liofilizado). Modelo experimental en corderos. *Rev. Ortop y Traumatol* 1994; 4:300-4
7. Fernandez-Iruegas Armiñan José M. *Lumbociática de origen degenerativo. Su tratamiento actual*. Madrid: Ed. Jarpyo. 1993
8. Marques J. *El dolor lumbar*. Barcelona: Ed. JIMS. 1988
9. Ripoll Estela GJ, Rubí Jaume M, Femenias Rossello JM. Nuestra primera experiencia con el tornillo expansivo a nivel sacro. 8th International Omega 21 Users Meeting. Rome Italy 25 th-29 th, April 2001
10. Rothman-Simeone. *Columna vertebral* (4ª Edición). México DF: Ed. Mc Graw-Hill Interamericana. 2000
11. Gil Albarova J, Garrido Lahiguera R, Gil Albarova R. Estado actual de los injertos óseos. *Biología, función, conservación, riesgo de transmisión de enfermedades, inmunogenicidad e incorporación*. *Rev Esp Cir Osteoar* 2001; 36:23-32
12. Comin M, Prat J y cols. *Biomecánica del Raquis y sistemas de reparación*. Valencia: Ed. Instituto de Biomecánica de Valencia. 1995
13. Bryan W, Cunningham BS, John C, Seftor DO y cols. Static and Cyclical Biomechanical Analysis of Pedicle Screw Spinal Constructs. *Spine* 1993; 12:1677-88,
14. Atienza C, Comin M, Prat J, Peris JL, Mollà DF. Análisis mediante elementos finitos de las distribuciones de cargas en la charnela Lumbo-Sacra y en la zona T10-L4. Valencia: Ed. Instituto de Biomecánica de Valencia. 1995
15. Cook S, Samantha L, Salkeld, BSE. Biomechanical Analysis of the Omega 21 Spinal Fixation System. III Meeting of I.Q.L. & Kirschner Medical Europe Crete, Greece. 1996
16. White AA, Panjabi MM. *Clinical biomechanics of the spine*. Philadelphia: JB Lippincott. 1990
17. Pihlajamäki H, Myllynen P, Bötsman O. Complications of transpedicular lumbosacral fixation for non-traumatic disorders. *J Bone Joint Surg* 1997; 79B :183-9
18. Garcia Alonso M, Valverde Garcia JA, Cruz Conde R. Complications de l'instrumentation transpédiculaire. En: Gastambide D, editor. *Inestabilites vertebrales lombaires*. Paris: Expansion Scientifique Francaise, 1995, p 181-5
19. Valverde Garcia JA, Alvarez Ramos A, Garcia Alonso M. Tornillos expansivos: un recurso en la artrodesis lumbosacra. *Rev Esp Cir Osteoar* 2001; 36:19-22.